

# ULTRASONIC DIAGNOSTIC APPARATUS

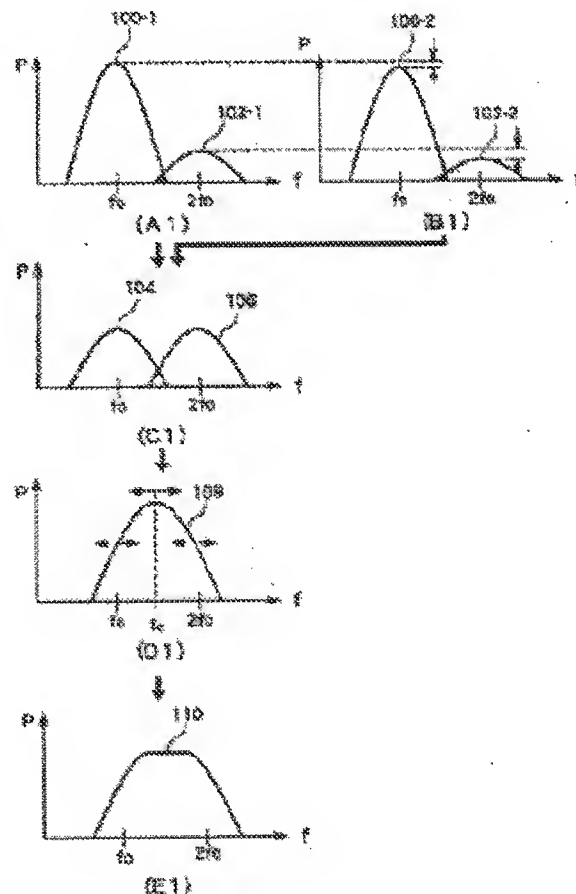
Patent number: JP2002238900  
 Publication date: 2002-08-27  
 Inventor: ITO YASUHIRO; SO KEIBUN  
 Applicant: ALOKA CO LTD  
 Classification:  
 - international: A61B8/06; A61B8/00; A61B8/06; A61B8/00; (IPC1-7): A61B8/06  
 - european:  
 Application number: JP20010047263 20010222  
 Priority number(s): JP20010047263 20010222

[Report a data error here](#)

## Abstract of JP2002238900

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To display a contrast medium clearly and to display a tissue appropriately in the contrast imaging.

**SOLUTION:** A first wave transmission and a second wave transmission, with the relation of phases being reversed from each other, are performed (A1 and B1). Two received signals are added into composition (C1), and the added composition signals are made to pass a band-pass filter, then a signal with a desired spectrum is produced (E1). The band-pass filter has a pass-band characteristic crossing over a fundamental wave component and a harmonic component (D1). When the wave transmission is performed twice in the same phase, an image is formed also by utilizing the harmonic component and the fundamental wave component as mentioned above.



Data supplied from the esp@cenet database - Worldwide

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11) 特許出願公開番号  
特開2002-238900  
(P2002-238900A)

(43) 公開日 平成14年 8 月27日 (2002. 8. 27)

(51) Int.Cl.<sup>7</sup>

識別記号

F I

テーマコード(参考)

A 6 1 B 8/06

A 6 1 B 8/06

4 C 3 0 1

審査請求 未請求 請求項の数13 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2001-47263(P2001-47263)

(22) 出願日 平成13年 2 月22日 (2001. 2. 22)

(71) 出願人 390029791

アロカ株式会社

東京都三鷹市牟礼 6 丁目22番 1 号

(72) 発明者 伊藤 安啓

東京都三鷹市牟礼 6 丁目22番 1 号 アロカ  
株式会社内

(72) 発明者 曹 景文

東京都三鷹市牟礼 6 丁目22番 1 号 アロカ  
株式会社内

(74) 代理人 100075258

弁理士 吉田 研二 (外 2 名)

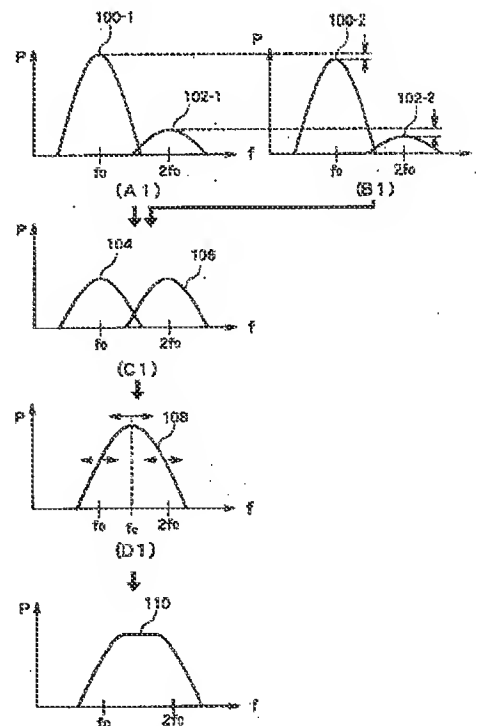
Fターム(参考) 4C301 D001 EE20 JB29 JB38

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 コントラストイメージングを行う場合に、コントラスト剤を明瞭に表示すると共に組織を適度に表示する。

【解決手段】 互いに反転された位相関係をもって第1送波及び第2送波が行われる (A 1 及び B 1)。2つの受信信号に対して加算合成を行い (C 1)、その加算合成後の信号をバンドパスフィルタに通過させ、これによって所望のスペクトルを有する信号を生成する (E 1)。バンドパスフィルタは基本波成分及び高調波成分にまたがった通過帯域特性を有する (D 1)。同一位相で2回の送波を行う場合においても、上記同様に高調波成分及び基本波成分の両成分を利用して画像が形成される。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 コントラスト剤が注入された生体に対して超音波の送受波を行って超音波画像を形成する超音波診断装置において、

第1超音波を生体内に送波する第1送波手段と、

前記第1超音波が生体内で反射することにより生成された第1反射波を受波し、第1受信信号を出力する第1受波手段と、

前記第1超音波と所定の位相関係にある第2超音波を生体内に送波する第2送波手段と、

前記第2超音波が生体内で反射することにより生成された第2反射波を受波し、第2受信信号を出力する第2受波手段と、

前記第1受信信号と前記第2受信信号とを合成し、合成信号を出力する信号合成手段と、

前記合成信号に基づいて、基本波成分及び高調波成分の各含有割合が調整された両成分含有信号を生成する成分調整手段と、

前記両成分含有信号に基づいて超音波画像を形成する画像形成手段と、を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】 請求項1記載の装置において、前記両成分含有信号における前記基本波成分と前記高調波成分の各含有割合を可変設定する割合設定手段を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項3】 請求項2記載の装置において、前記割合設定手段は、ユーザーによって前記基本波成分と前記高調波成分の各含有割合を可変設定するための手段であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項4】 請求項2記載の装置において、前記割合設定手段は、計測条件に応じて前記基本波成分と前記高調波成分の各含有割合を可変設定する手段であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項5】 コントラスト剤が注入された生体に対して超音波の送受波を行う超音波診断装置において、

第1超音波を生体内に送波する第1送波手段と、

前記第1超音波が生体内で反射することにより生成された第1反射波を受波し、第1受信信号を出力する第1受波手段と、

前記第1超音波と位相反転関係にある第2超音波を生体内に送波する第2送波手段と、

前記第2超音波が生体内で反射することにより生成された第2反射波を受波し、第2受信信号を出力する第2受波手段と、

前記第1受信信号と前記第2受信信号とを加算して加算合成信号を出力する信号合成手段と、

前記加算合成信号に基づいて、基本波成分及び高調波成分の各含有割合が調整された両成分含有信号を生成する成分調整手段と、

前記両成分含有信号に基づいて超音波画像を形成する画

像形成手段と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項6】 請求項5記載の装置において、前記成分調整手段は、前記基本波成分と前記高調波成分とに対応した通過帯域特性を有するフィルタによって構成されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項7】 請求項5記載の装置において、前記両成分含有信号に対して検波を行う検波手段を含み、

前記画像形成手段には前記検波後の両成分含有信号が入力されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項8】 請求項5記載の装置において、前記成分調整手段は、

少なくとも前記基本波成分に対応した第1通過帯域特性を有する第1フィルタと、

前記高調波成分に対応した第2通過帯域特性を有する第2フィルタと、

前記第1フィルタの第1フィルタ出力信号と前記第2フィルタの第2フィルタ出力信号とを重み付け加算して前記両成分含有信号を出力する加算器と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項9】 請求項8記載の装置において、前記第1フィルタ出力信号に対して検波を行う第1検波手段と、

前記第2フィルタ出力信号に対して検波を行う第2検波手段と、

を含み、

前記加算器には前記検波後の第1フィルタ出力信号及び前記検波後の第2フィルタ出力信号が入力されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項10】 コントラスト剤が注入された生体に対して超音波の送受波を行う超音波診断装置において、

第1超音波を生体内に送波する第1送波手段と、

前記第1超音波が生体内で反射することにより生成された第1反射波を受波し、第1受信信号を出力する第1受波手段と、

前記第1超音波と同一位相関係にある第2超音波を生体内に送波する第2送波手段と、

前記第2超音波が生体内で反射することにより生成された第2反射波を受波し、第2受信信号を出力する第2受波手段と、

前記第1受信信号と前記第2受信信号との差分を演算して差分合成信号を出力する信号合成手段と、

基本波成分及び高調波成分に対応した通過帯域特性を有し、前記差分合成信号を入力して第1フィルタ出力信号を出力する第1フィルタと、

高調波成分に対応した通過帯域特性を有し、前記第2受信信号を入力して第2フィルタ出力信号を出力する第2フィルタと、

前記第1フィルタ信号と前記第2フィルタ信号とを加算

して、基本波成分及び高調波成分の各含有割合が調整された両成分含有信号を生成する加算手段と、前記両成分含有信号に基づいて超音波画像を形成する画像形成手段と、を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項11】 請求項10記載の装置において、前記両成分含有信号に対して検波を行う検波手段を含み、前記画像形成手段には前記検波後の両成分含有信号が入力されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項12】 請求項10記載の装置において、前記第1フィルタ出力信号に対して検波を行う第1検波手段と、前記第2フィルタ出力信号に対して検波を行う第2検波手段と、を含み、前記加算手段には、前記検波後の第1フィルタ出力信号及び前記検波後の第2フィルタ出力信号が入力されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項13】 コントラスト剤が注入された生体に対して超音波の送受波を行って超音波画像を形成する超音波診断装置において、第1超音波を生体内に送波する第1送波手段と、前記第1超音波が生体内で反射することにより生成された第1反射波を受波し、第1受信信号を出力する第1受波手段と、前記第1超音波と所定の位相関係にある第2超音波を生体内に送波する第2送波手段と、前記第2超音波が生体内で反射することにより生成された第2反射波を受波し、第2受信信号を出力する第2受波手段と、前記第1受信信号と前記第2受信信号とを合成し、合成信号を出力する信号合成手段と、前記合成信号に基づいて超音波画像を形成する画像形成手段と、を含み、前記超音波画像におけるコントラスト剤の輝度分布と生体組織の輝度分布とを相対的に変化させる手段を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は超音波診断装置に関し、特に生体内に注入されたコントラスト剤を画像化する装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 生体内にコントラスト剤（超音波造影剤）を注入した状態において生体に対して超音波を送受波し、これにより得られた受信信号に基づいて超音波画像を形成するコントラストイメージング法が実用化されている。そのような超音波画像については、例えば、低

輝度で表示された組織を背景として、コントラスト剤を高輝度で明瞭に表示することが望まれている。

【0003】 コントラスト剤は、例えば、多数の微小気泡（マイクロバブル）からなるもので、超音波の照射によって、振動や破壊（崩壊）を生じるものである。コントラストイメージング法としては、従来から、高調波抽出法及び差分抽出法が知られている。

【0004】 上記の高調波抽出法は、超音波の送受波によって得られた受信信号に含まれる高調波成分を例えばBPF（バンドパスフィルタ）によって抽出し、その高調波成分を用いて超音波画像（例えば二次元断層画像であるBモード画像）を形成する方法である。コントラスト剤に超音波を照射すると、そのコントラスト剤において振動、破壊が生じるが、その際に生成される反射波には歪みが生じ、つまり反射波に高調波が含まれる。高調波抽出法は、そのような高調波を抽出し、それを画像化するものである。

【0005】 上記の差分抽出法は、同一方向について、短時間の間に超音波の送受波を2回行い、それにより得られる2つの受信信号間で差分を演算し、その演算結果を超音波画像として表示するものである。1回目の超音波の送波によってコントラスト剤において振動、破壊及び変移が生じ、つまりコントラスト剤の性状が変化する。その状態で2回目の送受波を行うと、1回目の送受波による受信信号と2回目の送受波による受信信号との間に差が生じる。差分抽出法は、そのような差を画像化するものである。なお、1回目に送波される超音波と、2回目に送波される超音波とで位相を同一にする場合の他、位相を反転させる方法も知られている。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】 しかしながら、生体の組織自体も超音波に対する非線形作用をもっており、すなわち、組織での反射時にも超音波の波形が歪み、組織からの反射波にも高調波が含まれる。上記高調波抽出法によると、コントラスト剤が僅かしか存在しない部分については、組織による高調波成分が優勢、顕著になってしまい、注目したいコントラスト剤からの高調波が超音波画像上で埋もれてしまうという問題がある。

【0007】 一方、上記差分抽出法によると、2回の送受波の間に組織が動いた場合に、差分演算後に、組織の動きに相当する信号成分（特に基本波成分）がかなり漏れ出てくる。つまり、その動きが何らの制限なく画像化されてしまうという問題がある。組織がある程度画像化されるのは寧ろ望まれることであるが（コントラスト剤が存在しない部位において組織も表示されなければ当該部位を画像上で特定できなくなるため、組織は例えば低輝度で表示される必要がある）、組織からの反射波（特に基本波成分）は非常に大きく、それがそのまま超音波画像上において高輝度で顕著に表れてくると、コントラスト剤の観察を大きく阻害することになる。この問題

は、2回の超音波の送波を同一位相関係で行っても、位相反転関係で行っても、同様に指摘できるものである。

【0008】ちなみに、上記の差分抽出法において、組織が完全に静止している場合について考察すると、同一位相関係で2回の送波を行うと、コントラスト剤については、1回目の送波により性状変化が生じているため、2つの受信信号の差分演算によって、基本波帯域及び高調波帯域の両帯域においてコントラスト剤に相当する信号成分を得ることができるが、一方、組織については、2つの受信信号の差分演算時に、基本波帯域及び高調波帯域の両帯域において組織に相当する信号成分が完全に相殺されることになり、組織が画像化されないという問題を指摘できる。これに対し、位相反転関係で2回の送波を行えば、高調波帯域において、コントラスト剤だけでなく組織についても信号成分を得ることができ（正の位相と負の位相では時間軸上において波形の歪み方が異なるため）、その意味において利点がある。しかし、そのような方式においても、上述したように、組織が動いている場合には、組織が無制限に画像化されてしまう。そこで、差分演算後の信号から高調波成分のみを抽出し、それを画像化することも考えられるが、単に高調波成分のみを画像化するだけでは、コントラスト剤が僅かしか存在しない部位について、そのコントラスト剤を明瞭に画像化することが困難である。

【0009】以上のように、従来の高調波抽出法及び差分抽出法は、生体の動静によらずに、コントラスト剤と組織のそれぞれを適切に画像化できるものではなく、このため新しいコントラストイメージング法が切望されている。

【0010】本発明は、上記従来の課題に鑑みなされたものであり、その目的は、コントラスト剤を明瞭に画像化できるとともに、生体組織についても適度に画像化できるようにすることにある。

【0011】本発明の他の目的は、諸条件に応じて、基本波成分と高調波成分の画像化割合を調整できるようにすることにある。

【0012】

【課題を解決するための手段】（1）上記目的を達成するために、本発明は、コントラスト剤が注入された生体に対して超音波の送受波を行って超音波画像を形成する超音波診断装置において、第1超音波を生体内に送波する第1送波手段と、前記第1超音波が生体内で反射することにより生成された第1反射波を受波し、第1受信信号を出力する第1受波手段と、前記第1超音波と所定の位相関係にある第2超音波を生体内に送波する第2送波手段と、前記第2超音波が生体内で反射することにより生成された第2反射波を受波し、第2受信信号を出力する第2受波手段と、前記第1受信信号と前記第2受信信号とを合成し、合成信号を出力する信号合成手段と、前記合成信号に基づいて、基本波成分及び高調波成分の各

含有割合が調整された両成分含有信号を生成する成分調整手段と、前記両成分含有信号に基づいて超音波画像を形成する画像形成手段と、を含むことを特徴とする。

【0013】上記構成によれば、第1の送受波によって得られた第1受信信号と、第2の送受波によって得られた第2受信信号とが合成されて合成信号が生成され、その合成信号に基づいて両成分含有信号が生成され、その両成分含有信号によって超音波画像が作成される。ここで、両成分含有信号は、基本波成分及び高調波成分の両成分を含有し、しかも各成分の含有割合が固定調整あるいは可変調整された信号である。よって、単に高調波成分のみを画像化した場合並びに基本波成分及び高調波成分をそのまま画像化した場合に生じる問題を解消、軽減して、コントラスト剤及び組織をそれぞれ適度な輝度で画像化できる。ちなみに、一般には、高調波成分について重み付けを大きくし、基本波成分については重み付けを小さくするのが望ましい。また、組織が動いている場合において、その組織がクラッタ（高輝度ノイズ）として画像化されるのを防止するために、基本波成分の特に低域側を除去、抑圧するように成分調整を行うのが望ましい。

【0014】望ましくは、前記両成分含有信号における前記基本波成分と前記高調波成分の各含有割合を可変設定する割合設定手段を含む。望ましくは、前記割合設定手段は、ユーザによって前記基本波成分と前記高調波成分の各含有割合を可変設定するための手段である。この場合に、複数の含有割合条件をプリセットしておき、ユーザによって超音波画像を見ながら、いずれかの条件を選択できるようにしてもよい。望ましくは、前記割合設定手段は、計測条件に応じて前記基本波成分と前記高調波成分の各含有割合を可変設定する手段である。例えば、サンプル点（反射点）の深さ、送信周波数、超音波振動子の周波数特性、組織の種別などに応じて、自動的に含有割合の可変設定（切替設定）を行うようにするのが望ましく、また特に、組織が動いているか否か、あるいは、組織の動きの速さなどに応じて、含有割合の可変設定を行うのが望ましい。

【0015】（2）また、上記目的を達成するために、本発明は、コントラスト剤が注入された生体に対して超音波の送受波を行う超音波診断装置において、第1超音波を生体内に送波する第1送波手段と、前記第1超音波が生体内で反射することにより生成された第1反射波を受波し、第1受信信号を出力する第1受波手段と、前記第1超音波と位相反転関係にある第2超音波を生体内に送波する第2送波手段と、前記第2超音波が生体内で反射することにより生成された第2反射波を受波し、第2受信信号を出力する第2受波手段と、前記第1受信信号と前記第2受信信号とを加算して加算合成信号を出力する信号合成手段と、前記加算合成信号に基づいて、基本波成分及び高調波成分の各含有割合が調整された両成分

含有信号を生成する成分調整手段と、前記両成分含有信号に基づいて超音波画像を形成する画像形成手段と、を含むことを特徴とする。

【0016】上記構成によれば、2つの受信信号の加算合成後に、コントラスト剤については、基本波成分及び高調波成分の両者が現れ（組織動静によらず）、組織については、高調波成分のみが現れ（組織静止の場合）あるいは基本波成分及び高調波成分の両者が現れる（組織の動きがある場合）。いずれにしても、両成分の含有割合を調整しつつ両成分によって超音波画像を形成すれば、コントラスト剤については高調波成分だけでなく基本波成分も加味して、明瞭な画像表示を行うことができ、組織については、その動静にもよるが、一定割合で画像表示を行うことができる。その場合においても、基本波成分がそのまま画像化されるわけではないため、組織がクラックとして画像化されることを防止でき、あるいはクラックを大幅に軽減できる。例えば、組織が静止している場合には、基本波成分の重み付けを大きくして、コントラスト剤の信号成分をより取り込むようにしてもよく、組織が動いている場合には、基本波成分の重み付けを小さくして、クラックの除去、抑制を優先させるようにしてもよい。

【0017】望ましくは、前記成分調整手段は、前記基本波成分と前記高調波成分とに対応した通過帯域特性を有するフィルタによって構成される。すなわち、基本波成分と高調波成分の両成分に跨った通過帯域特性を設定すれば、単一のフィルタによって、両成分の含有割合の調整を一度に行うことができるので簡便である。ここで、例えばフィルタの中心周波数を、基本波の周波数の1.5倍あるいはその近傍に設定し、フィルタの通過帯域幅を、二次高調波の大部分及び基本波の低域側を除く中上域部分をカバーするように設定してもよい。

【0018】望ましくは、前記両成分含有信号に対して検波を行う検波手段を含み、前記画像形成手段には前記検波後の両成分含有信号が入力される。

【0019】望ましくは、前記成分調整手段は、少なくとも前記基本波成分に対応した第1通過帯域特性を有する第1フィルタと、前記高調波成分に対応した第2通過帯域特性を有する第2フィルタと、前記第1フィルタの第1フィルタ出力信号と前記第2フィルタの第2フィルタ出力信号とを重み付け加算して前記両成分含有信号を出力する加算器と、を含む。

【0020】上記構成によれば、基本波成分と高調波成分の各含有割合の調整を容易に行うことができ、特に、高調波成分について重み付けを大きくして、コントラスト剤の画像をより強調することも容易である。ここで、第1フィルタに対しては、基本波成分だけをカバーする通過帯域特性を設定してもよいが、望ましくは、上述したフィルタと同様に、基本波成分及び高調波成分の両成分をカバーする通過帯域特性を設定するのが望ましい。

【0021】望ましくは、前記第1フィルタ出力信号に対して検波を行う第1検波手段と、前記第2フィルタ出力信号に対して検波を行う第2検波手段と、を含み、前記加算器には前記検波後の第1フィルタ出力信号及び前記検波後の第2フィルタ出力信号が入力される。

【0022】(3) また、上記目的を達成するために、本発明は、コントラスト剤が注入された生体に対して超音波の送受波を行う超音波診断装置において、第1超音波を生体内に送波する第1送波手段と、前記第1超音波が生体内で反射することにより生成された第1反射波を受波し、第1受信信号を出力する第1受波手段と、前記第1超音波と同一位相関係にある第2超音波を生体内に送波する第2送波手段と、前記第2超音波が生体内で反射することにより生成された第2反射波を受波し、第2受信信号を出力する第2受波手段と、前記第1受信信号と前記第2受信信号との差分を演算して差分合成信号を出力する信号合成手段と、基本波成分及び高調波成分に対応した通過帯域特性を有し、前記差分合成信号を入力して第1フィルタ出力信号を出力する第1フィルタと、高調波成分に対応した通過帯域特性を有し、前記第2受信信号を入力して第2フィルタ出力信号を出力する第2フィルタと、前記第1フィルタ信号と前記第2フィルタ信号とを加算して、基本波成分及び高調波成分の各含有割合が調整された両成分含有信号を生成する加算手段と、前記両成分含有信号に基づいて超音波画像を形成する画像形成手段と、を含むことを特徴とする。

【0023】上記構成によれば、2つの受信信号の減算合成後に、コントラスト剤については、基本波成分及び高調波成分の両者が現れ（組織動静によらず）、組織については、その動きがある場合にだけ、基本波成分及び高調波成分の両者が現れる。よって、差分合成信号だけを利用して超音波画像を形成すると、組織の静止時に、組織が画像化されないことになるが、上記構成においては、差分合成信号に対して第2フィルタ出力信号が加算されるため、組織についても常に画像化することが可能となる。ここで、差分合成信号に対して、第2受信信号から高調波成分を抽出することなく基本波も含めて加算することも可能であるが、組織が動いている場合には、組織の信号成分の割合が大きくなり過ぎる可能性があるため、差分合成信号に対しては第2フィルタ出力信号（高調波成分）を加算するのが望ましい。

【0024】よって、上記構成に従って、両成分の含有割合を調整しつつ両成分によって超音波画像を形成すれば、コントラスト剤の明瞭な表示と組織の適度な表示とを両立させることができる。各フィルタの特性については、上述同様のものを設定するのが望ましい。

【0025】望ましくは、前記両成分含有信号に対して検波を行う検波手段を含み、前記画像形成手段には前記検波後の両成分含有信号が入力される。望ましくは、前記第1フィルタ出力信号に対して検波を行う第1検波手



段と、前記第2フィルタ出力信号に対して検波を行う第2検波手段と、を含み、前記加算手段には、前記検波後の第1フィルタ出力信号及び前記検波後の第2フィルタ出力信号が入力される。

【0026】(4)また、上記目的を達成するために、本発明は、コントラスト剤が注入された生体に対して超音波の送受波を行って超音波画像を形成する超音波診断装置において、第1超音波を生体内に送波する第1送波手段と、前記第1超音波が生体内で反射することにより生成された第1反射波を受波し、第1受信信号を出力する第1受波手段と、前記第1超音波と所定の位相関係にある第2超音波を生体内に送波する第2送波手段と、前記第2超音波が生体内で反射することにより生成された第2反射波を受波し、第2受信信号を出力する第2受波手段と、前記第1受信信号と前記第2受信信号とを合成し、合成信号を出力する信号合成手段と、前記合成信号に基づいて超音波画像を形成する画像形成手段と、を含み、前記超音波画像における前記コントラスト剤の輝度分布と生体組織の輝度分布とを相対的に変化させる手段を含むことを特徴とする。

【0027】上記構成において、コントラスト剤の輝度分布と生体組織の輝度分布とを相対的に変化させる手段は、超音波画像の形成に当たって利用される信号（合成信号を含む）における高調波成分及び基本波成分について重み付けを行うものである。

【0028】

【発明の実施の形態】以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

【0029】図1には、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態が示されており、図1はその全体構成を示すブロック図である。この超音波診断装置は上述したコントラストイメージングを行う機能を有しており、図1には、それに関連する構成がブロック図として示されている。

【0030】図1において、プローブ10は、体表面上に当接して用いられあるいは体腔内に挿入して用いられる超音波探触子である。プローブ10内には複数の振動素子からなるアレイ振動子が設けられており、そのアレイ振動子によって超音波ビーム202が形成される。周知のように、この超音波ビーム202を電子走査することによって、図1に示す走査面200が形成される。ここで、その電子走査方式としては、電子リニア走査や電子セクタ走査などをあげることができる。

【0031】本実施形態においては、コントラストイメージングを行うために、超音波診断に先だってあるいは超音波診断と共に、注射器などを利用して生体内に超音波造影剤としてのコントラスト剤が注入される。そのコントラスト剤は生体内の血流と共に生体内各部に運ばれる。例えば、血管に狭窄が生じていると、その狭窄部位の先では血流が十分に行かないことから、その部分にお

いてはコントラスト剤の濃度も極めて低くなり、よって、コントラスト剤を画像化した場合には、コントラスト剤の有無によって血管の狭窄などの各種の疾病診断を行うことができる。

【0032】図1においては、血管204内にコントラスト剤206が注入されている状態が示されている。ここで、コントラスト剤206は上述したように多数のマイクロバブルによって構成されるものであり、超音波を受けると振動や破壊を生じ、その結果、超音波に対する非線形作用を発揮するものである。このコントラスト剤自体は公知の材料である。

【0033】図1において、送信部12は、上述したアレイ振動子を構成する各振動素子に対して送信信号を供給する回路であり、いわゆる送信ビームフォーマーとして機能する。受信部14は、上述したアレイ振動子を構成する各振動素子からの受信信号に対して整相加算処理を実行する回路であり、いわゆる受信ビームフォーマーとして機能する。整相加算後の受信信号は、受信信号処理部20へ出力される。制御部16は、CPUや所定のプログラムなどによって構成されるものであり、本装置内の各構成の動作制御を行っている。制御部16には操作パネル18が接続されており、その操作パネルを利用して入力された設定条件に従って、制御部16が装置の動作制御を行う。ちなみに操作パネル18は例えばキーボードやトラックボールなどで構成されるものである。

【0034】なお、後述する各種のフィルタのフィルタ特性をユーザーによって変更する場合や後述する重み付け加算における重み付け割合などをユーザーによって設定する場合には、上記の操作パネル18が利用される。

【0035】受信信号処理部20は、コントラストイメージングを行うための受信信号処理を行う回路である。この受信信号処理部20の具体的な回路構成例については後に図2～図6を用いて詳述する。いずれにしても、受信信号処理部20によって処理された受信信号は画像形成部22へ出力される。

【0036】画像形成部22は例えばDSC（デジタルスキャンコンバータ）や各種の画像処理回路などを含むものであり、本実施形態においては、受信信号処理部20から出力される受信信号に基づいてBモード画像が形成されている。もちろん公知のドプラ信号処理などを行ってもよい。画像形成部22によって形成された超音波画像の画像データは表示器24に出力され、その表示器24の表示画面上に超音波画像が表示される。本実施形態において、その超音波画像はコントラスト剤と組織とを同時に二次元断層画像として表した画像であり、例えば、コントラスト剤については、高輝度で表示され、組織については低域度で背景画像として表示される。もちろん、超音波画像の構成例としては各種ものをあげることができる。

【0037】本実施形態において、コントラストイメー

ジングを行うために、走査面200を形成する場合に、同一方向について2回ずつ超音波の送受波が行われる。超音波の送信繰り返し周波数は例えば4kHzであり、つまり、同一方向についての2回の超音波の送波の間隔は極めて短時間である。制御部16は、送信部12及び受信部14に対して上記の各方向ごとに2回の超音波の送受波が行われるように、送信ビーム形成及び受信ビーム形成の制御を行っている。また、本実施形態においては、第1回目の超音波の送波と第2回目の超音波の送波とで位相を反転させる位相反転モードと、第1回目の超音波の送波と2回目の超音波の送波とで位相を同じにする同一位相モードとを有しており、制御部16は、選択されたモードに応じて送信波の位相の制御を行っている。なお、プローブ10としては、基本波帯域及び高調波（二次高調波）帯域の両者をカバーする広帯域型の周波数特性をもったものを利用するのが望ましい。

【0038】次に、図2～図6を用いて、図1に示した受信信号処理部20の具体的な構成例について説明する。なお、図2～図4に示す構成例は、上記の位相反転モードを実行する場合における回路構成例であり、図5及び図6に示す回路は、上記の同一位相モードを実行する場合における構成例である。

【0039】図2に示す構成例について説明する。

【0040】ラインメモリ30は、超音波ビーム1本分の受信信号（エコーデータ）を格納するメモリであり、このラインメモリ30には第1回目の送波によって得られた第1受信信号が格納される。次に、第2回目の超音波の送波が行われると、第2受信信号が得られるが、その第2受信信号は、ラインメモリ30から読み出された第1受信信号と加算器32において加算合成される。

【0041】図7の(A1)は、ラインメモリ30から出力される第1受信信号のスペクトルを表しており、図7の(B1)は、第2受信信号のスペクトルを表している。(A1)に示すスペクトルにおいて、符号100-1は、基本波成分を示しており、符号102-1は高調波成分（二次高調波成分）を示している。これと同様に、スペクトル(B1)において、符号100-2は、基本波成分を示しており、符号102-2は高調波成分を示している。上述のように、高調波成分は、コントラスト剤の振動、破壊あるいは非線形作用などによって生成され、また、生体の非線形作用によっても生成される。ちなみに、生体による高調波成分よりもコントラスト剤による高調波成分のほうが一般に大きい。高調波成分102-1と高調波成分102-2とを比較すると、第2受信信号に含まれる高調波成分102-2の方が小さいが、それは第1回目の超音波の送波により一定の割合でコントラスト剤が破壊されたためである。この大小関係は、基本波成分についても同様である。

【0042】図7の(C1)には、図2に示した加算器32から出力される信号のスペクトルが示されている。

このスペクトルは大別して基本波成分104と高調波成分106とからなるものである。組織が静止している場合、基本波成分104はコントラスト剤によって生じたものであり、また、高調波成分106はコントラスト剤及び組織の双方によって生じたものである。一方、組織が動いている場合、基本波成分104はコントラスト剤及び組織によって生じたものであり、これは高調波成分106についても同様である。

【0043】図2において、BPF（バンドパスフィルタ）34は、例えば図7の(D1)に示すフィルタ特性108を有するものである。このフィルタ特性108は図2に示すフィルタ特性設定器36によって可変することが可能であり、具体的には中心周波数及び通過帯域幅を自在に設定することができる。いずれにしても、基本波成分及び高調波成分の両者にまたがって通過帯域を設定し、しかも基本波成分及び高調波成分のそれぞれについて適当な重み付けを行うフィルタ特性を設定することにより、コントラスト剤に相当する信号成分をより抽出しつつも、組織に相当する信号成分を一定割合で含有させた両成分含有信号を得ることが可能となる。

【0044】図7の(E1)には上記のBPF34からの出力信号のスペクトル110が示されており、BPF34の入力信号のスペクトル（(C1)参照）に対して各成分の重み付けを行った後のスペクトルである。

【0045】もちろん、図7に示す各スペクトル及びフィルタ特性は、発明を説明するための概略的なものであり、実際のスペクトル等は計測条件によって大なり小なり異なってくる。いずれにしても、図2に示す構成によれば、単一のフィルタによって重み付けを行いつつ両成分を適宜抽出することができるので、フィルタ特性を例えば超音波画像を見ながら可変設定すれば、所望の画質を得ることが可能となる。

【0046】特に、組織が静止している場合、コントラスト剤からの基本波成分を積極的に利用することができるので、超音波画像上においてコントラスト剤を明瞭に表示することができ、コントラスト剤がわずかな部位であっても、そこに存在しているコントラスト剤を明るく画像表示することが可能となる。ちなみに、組織が動いている場合、例えば基本波成分における低域側を大幅にカットするフィルタ特性を設定すれば、組織による基本波成分を抑圧しつつもコントラスト剤による基本波成分を取り込んで、やはりコントラスト剤を明瞭に画像表示することが可能となる。よって、組織の動静に応じてフィルタ特性を自動的に切り換えるように構成するのが望ましい。この場合に、組織の動静は例えばフレーム間において動きベクトルを検出する公知の手法などを利用することが可能である。

【0047】なお、図2において、BPF34から出力される受信信号（RF信号）は検波回路38に入力され、その受信信号に対して検波処理がなされる。その



て、検波回路38からエンベロープ信号としての受信信号が出力され、図1に示した画像形成部22に送られる。

【0048】図3の構成例において、ラインメモリ30、加算器32及び検波回路38については、図2に示したものと同一であるため、その説明を省略する。

【0049】図3において、成分調整部40は、加算器32から出力された受信信号を入力する第1BPF42及び第2BPF44と、それらのBPF42、44から出力された信号に対して重み付け加算を実行する加算部46とで構成されている。

【0050】第1BPF42は、基本波成分及び高調波成分の両者にまたがった通過帯域特性を有するものである(図8の(E2)参照)。第2BPF44は、高調波成分を抽出する通過帯域特性を有している(図8(D2)参照)。それらの第1BPF42及び第2BPF44のフィルタ特性は上述同様にユーザー設定によりあるいは自動的な設定により、可変することが可能である。

【0051】加算部46は2つの乗算器48、50と加算器52とで構成され、2つの乗算器48、50において各BPF42、44から信号に対してそれぞれ重み付け値 $\beta$ 、 $1-\beta$ を乗算し、その重み付け後の各信号を加算器52において加算するものである。ここで、その係数 $\beta$ については例えばユーザー設定することが可能であり、あるいは自動的に可変設定することが可能である。

【0052】よって、図3に示す構成例によれば、基本波成分及び高調波成分をそれらの含有割合を調整しつつ抽出できると共に、それに対してさらに高調波成分を加算して、その結果としてコントラスト剤の信号成分及び組織の信号成分のそれぞれの割合を最適化することが可能であり、しかも重み付け係数の調整により、容易あるいは多様性をもって信号成分の調整を行えるという利点がある。ちなみに、加算器52の出力信号のスペクトルについては図8の(F2)に示したものが参考となる。もちろん、図8に示す各スペクトルなども、それらはあくまでも一例であって、実際の装置においては計測条件等によって変動する。

【0053】図4に示す構成例は図3に示した構成の変形例であって、成分調整部54において、第1BPF42及び第2BPF44と、加算部46との間に検波回路38A、38Bが挿入されている。すなわち、目的とするスペクトルを有する受信信号を形成した後に検波を行ってもよいが、図4に示すように、重み付け加算に先だって検波処理を行うようにしてもよい。回路構成上は、図3に示す構成例の方が有利と思われる。

【0054】次に、図5及び図6を用いて、上記の同一位相モードを実行する場合の構成例について説明する。図5において、ラインメモリ60は、上述したラインメモリ30と同様の機能を有するものである。差分器62においては、ラインメモリ60から出力される第1受信

信号とそれとは別に入力される第2受信信号とに対する差分演算が実行され、差分合成された信号が出力されている。

【0055】図8の(A2)は、第1受信信号のスペクトルを示しており、図8の(B2)は第2受信信号のスペクトルを示している。同一位相か反転位相かの違いはあるが、スペクトル上は(A1)及び(B1)に示したものと同様である。なお、(A2)及び(B2)において、符号120-1及び符号120-2は基本波成分を示しており、符号122-1及び符号122-2は高調波成分を示している。

【0056】図8(C2)は、図5に示した差分器62から出力される信号のスペクトルを示している。ここにおいて、符号124は基本波成分を示しており、符号126は高調波成分を示している。ここで、組織が静止している場合、基本波成分124は、コントラスト剤によって生じたものであり、高調波成分126についてもコントラスト剤によって生じたものである。一方、組織が動いている場合、基本波成分124はコントラスト剤及び組織によって生じたものであり、これは高調波成分126についても同様である。

【0057】図5において、成分調整部64は、図3に示した回路構成例と同様に、第1BPF66及び第2BPF68と加算部70とによって構成されている。ここで、第1BPF66には差分器62からの出力信号が入力されており、一方第2BPF68には第1受信信号が入力されている。

【0058】図8の(E2)には、図5に示した第1BPF66のフィルタ特性130が示されており、このフィルタ特性130は基本波成分及び高調波成分にまたがって設定されたものである。図8の(D2)には図5に示した第2BPF68のフィルタ特性128が示されており、そのフィルタ特性128は高調波を抽出する通過帯域特性を有している。

【0059】図5における加算部70は、上記の加算部46と同様に、2つの乗算器72、74と加算器76とで構成され、上述同様に重み付け加算を行うものである。

【0060】図8の(F2)には、図5に示した加算器76からの出力信号のスペクトル132が示されており、すなわち第1BPF66から出力される信号及び第2BPF68から出力される信号についての重み付け加算後の結果が示されている。

【0061】図5に示す構成例によれば、差分合成後の信号のみによると、組織が静止している場合に組織自体の画像化が行えなくなるが、第2BPF68を介して組織の高調波成分を積極的に取り込むことが可能であり、結果として組織の画像化が可能となる。もちろん、コントラスト剤と組織の画像のそれぞれの輝度分布の調整は各BPF66、68のフィルタ特性の調整や上記の重み

付けにおける係数の調整などによって行うことができる。

【0062】なお、加算器76から出力される信号は検波回路38に入力され、そこで検波処理されるが、これは図2に示した構成と同様である。

【0063】図6に示す構成例では、図5に示した構成例の変形例であって、第1BPF66及び第2BPF68と重み付け加算部70との間に検波回路38A、38Bが挿入されている。すなわち、RF信号の状態において重み付け加算を行ってもよいし、図6に示すように検波後の信号に対して重み付け加算を行うこともできる。

【0064】

【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、超音波画像上においてコントラスト剤をより明瞭に表示でき、しかも組織を適度に画像化できるという利点がある。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【図2】 図1に示す信号処理部の構成例を示す図である。

【図3】 図1に示す信号処理部の他構成例を示す図である。

【図4】 図1に示す信号処理部の他構成例を示す図である。

【図5】 図1に示す信号処理部の他構成例を示す図である。

【図6】 図1に示す信号処理部の他構成例を示す図である。

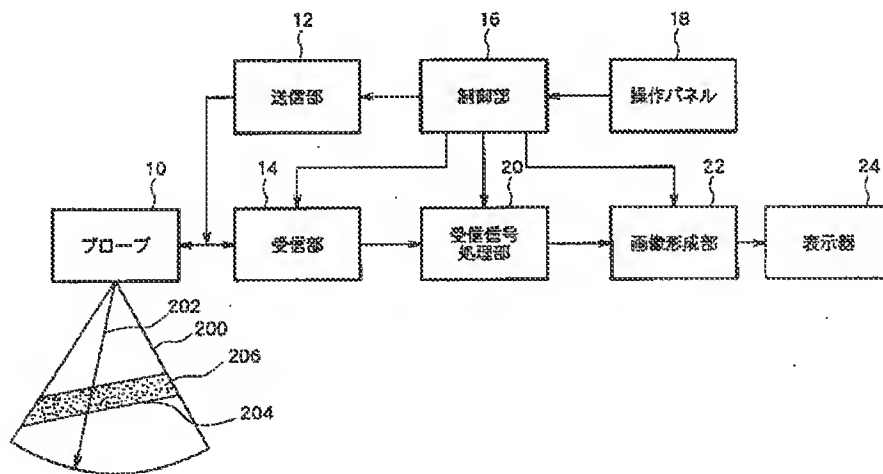
【図7】 位相反転モードにおける信号処理例を説明するための図である。

【図8】 同一位相モードにおける信号処理例を説明するための図である。

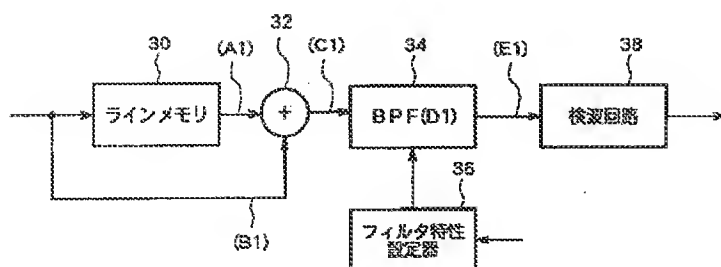
【符号の説明】

10 プローブ、12 送信部、14 受信部、16 制御部、20 受信信号処理部、22 画像形成部、24 表示器。

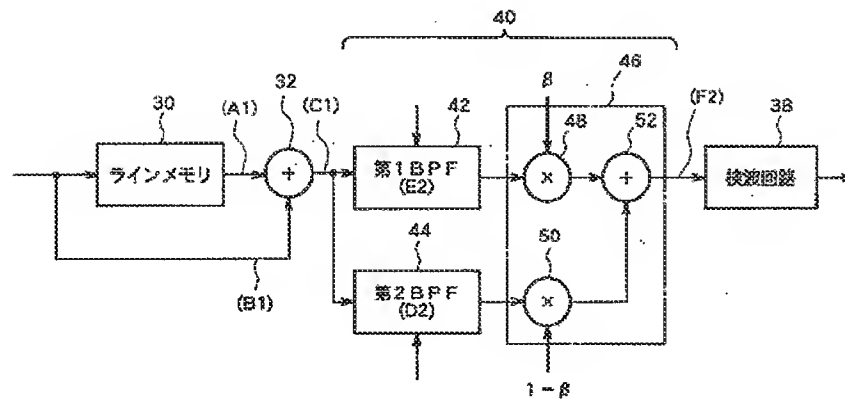
【図1】



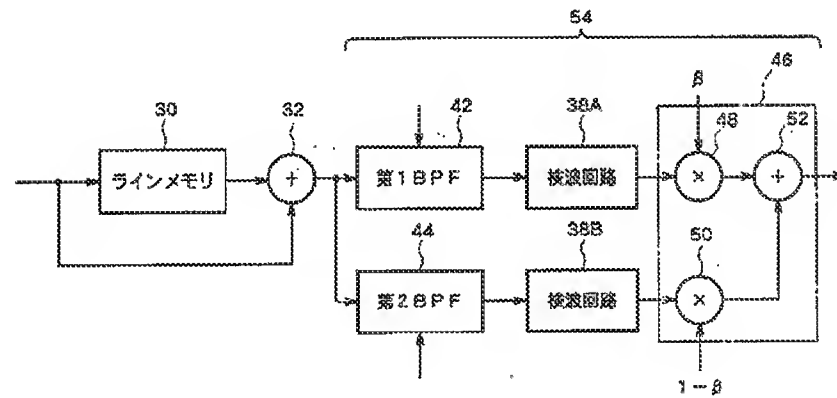
【図2】



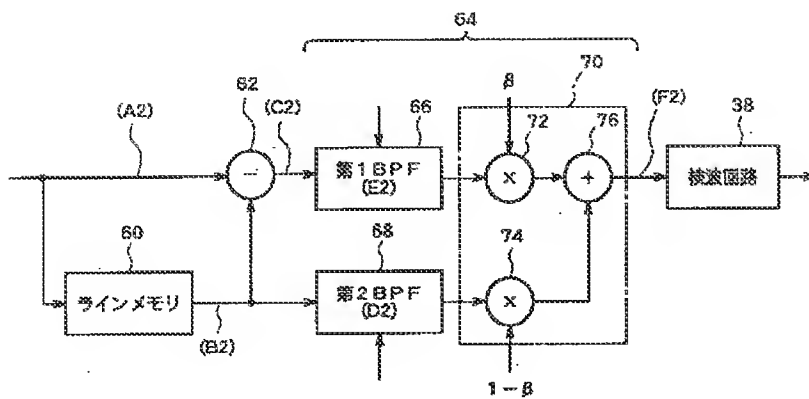
【図3】



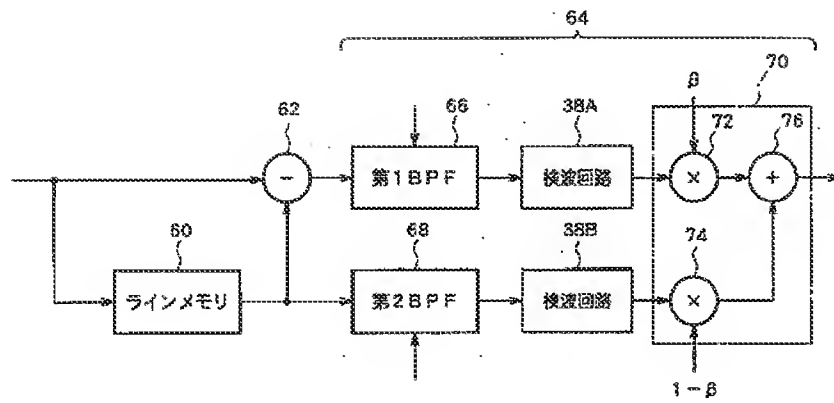
【図4】



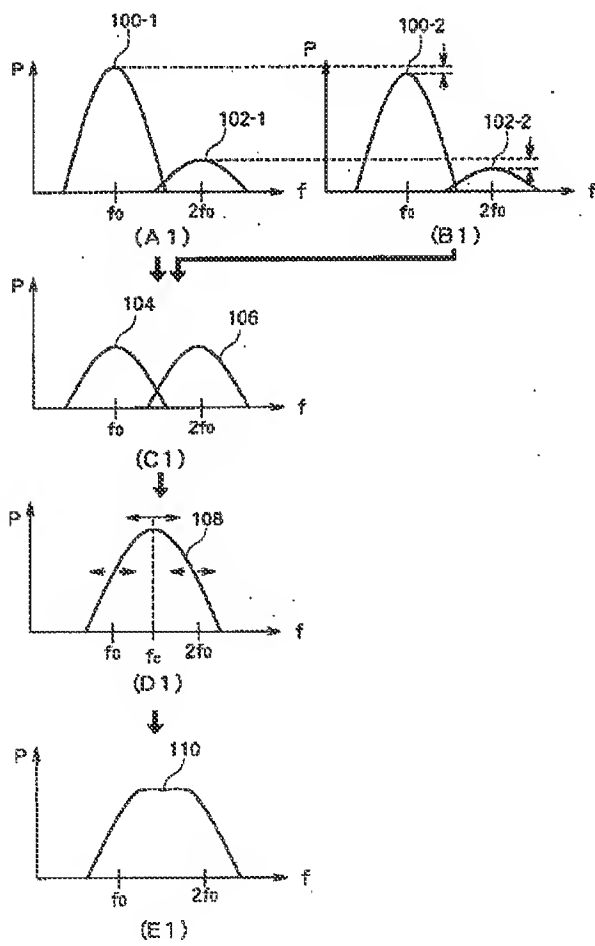
【図5】



【図6】



【図7】



【図8】

